

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA, KERANGKA TEORI, KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

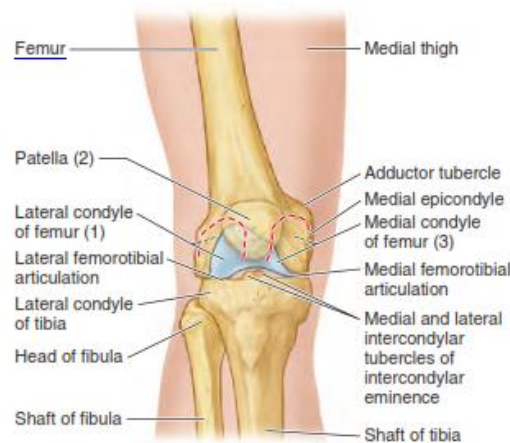
2.1 Kinesiologi dan biomekanika

Kinesiologi adalah studi mengenai pergerakan manusia. Mekanika adalah studi mengenai gaya dan pergerakan. Ketika mekanika terbatas pada makhluk hidup terutama manusia, maka studi tersebut dikenal sebagai biomekanika. Biomekanika sendiri terbagi menjadi dua area studi, yaitu statik (seluruh gaya yang terjadi pada tubuh seimbang) dan dinamik (gaya yang terjadi tidak seimbang). Beberapa hal yang dibahas dalam studi biomekanika dinamik diantaranya adalah kerja, energi, dan akselerasi pergerakan.⁵

2.2 *Articulatio genus*

2.2.1 Anatomi

Articulatio genus adalah sendi terbesar dan paling superfisial dari tubuh manusia. Sendi ini adalah terbentuk oleh tiga tulang, yaitu *os femur*, *os patella*, dan *os tibia*. Sendi ini memiliki tiga *facies articularis* dengan dua jenis sendi yang adalah sendi sinovial tipe ginglymus (sendi engsel), yaitu dua *articulatio tibiofemoralis lateralis et medialis*, dan sendi luncur, yaitu satu *articulatio patellofemoralis*. Dikarenakan inkongruensi pada permukaan artikularnya, secara mekanis, *articulation genus* dinilai relatif lemah. Stabilitasnya bergantung pada kekuatan dan aksi otot beserta tendonya dan juga ligamen-ligamen penghubung femur dengan tibia.^{7,14}



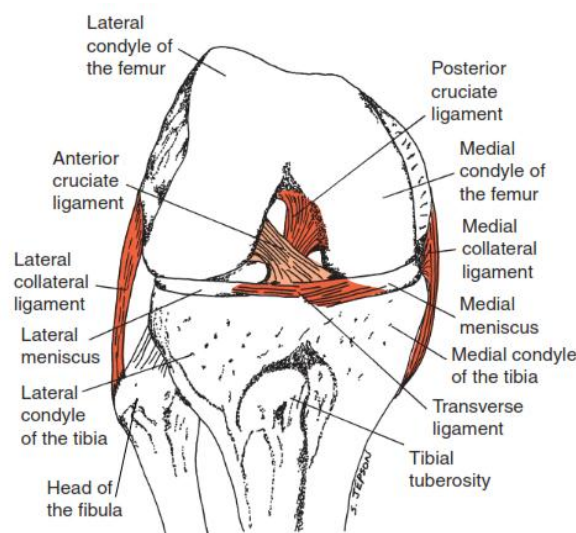
Gambar 1. Anatomi *articulatio genus*.⁷

2.2.1.1 Ligamen pada *articulatio genus*

Menurut letaknya, ligamen pada *articulation genus* dibagi menjadi ligamen yang terletak di luar kapsula (ekstrakapsularia) dan di dalam kapsula (intrakapsularia). *Ligamentum cruciatum* dan *ligamentum collaterale* adalah dua kelompok utama ligamen yang menjaga stabilitas *articulatio genus*, dimana secara berurutan merupakan ligamen intrakapsularia dan ligamen ekstrakapsularia.¹⁴

Penamaan *ligamentum cruciatum* sesuai dengan tempat perlekatannya pada *os tibia*. Ligamen ini berfungsi menjaga stabilitas *articulatio genus* pada bidang *sagittal*. *Anterior cruciate ligament* (ACL) melekat pada *area intercondylaris anterior tibiae*, berfungsi menjaga *os femur* agar tidak terlepas ke posterior *os tibia* atau sebaliknya *os tibia* terlepas ke anterior *os femur*. *Posterior cruciate ligament* (PCL) melekat pada *area intercondylaris posterior tibiae*, fungsinya berlawanan dengan fungsi ACL.¹⁴

Pada sisi *articulatio genus* terdapat *ligamentum collaterale* dengan penamaan sesuai posisinya terhadap *articulatio genus* itu sendiri, dengan fungsi menjaga stabilitasnya pada bidang *frontal*. *Medial collateral ligament* (MCL), berupa ligamen yang pipih dan lebar, melekat pada *condylus medialis femoris* dan *os tibia*, berfungsi mencegah pergerakan berlebih dari *articulatio genus* bila terdapat tekanan dari lateral. *Lateral collateral ligament* (LCL), lebih bulat dibandingkan MCL, melekat pada *condylus lateralis femoris* dan *os fibula*, menjaga stabilitas *articulatio genus* bila terdapat tekanan dari medial.¹⁴



Gambar 2. Gambaran ligamen pada *articulatio genus dextra*.¹⁴

Beberapa ligamen lain yang terdapat pada *articulatio genus*¹⁵:

1) *Ligamentum arcuatum*

Menjaga kapsula bagian posterolateral dari cedera akibat hiperekstensi dan gaya rotasi.

2) *Ligamentum popliteum obliquum*

Mencegah *articulatio genus* hiperekstensi

3) *Ligamentum patellae*

Menjaga stabilisasi *os patellae* terhadap *os tibia*.

2.2.2 Pergerakan sendi

Gerakan utama yang terjadi pada *articulatio genus* adalah fleksi dan ekstensi. Sedikit gerakan rotasi dapat terjadi saat *articulatio genus* dalam keadaan fleksi ataupun saat kaki sedang tidak menyangga beban.

2.2.2.1 Fleksi dan ekstensi

Gerakan fleksi dan ekstensi terjadi pada bidang *sagittal* dengan poros pada sumbu *frontal*.¹⁴ Pada *articulatio genus* tidak sesederhana sendi engsel lainnya. Hal ini dapat dimengerti dengan melakukan demonstrasi menggunakan *os femur* dan *os tibia* yang diposisikan dalam keadaan ekstensi *cruris*, dimana *os tibia* ditahan dalam posisi statis dan *os femur* difleksikan (seperti posisi duduk atau melakukan *squat*). Terjadi gerakan *condylus femoris* mengguling ke belakang dan disaat yang bersamaan juga menggelincir ke depan (mempertahankan kontak dengan *menisci*).^{5,16}

Dikarenakan perbedaan ukuran dan posisi yang tidak tepat paralel antara kedua *condylus femoris*, terjadi sedikit gerakan rotasi pada fase inisiasi fleksi dan fase akhir ekstensi. Dapat dilihat ketika *genu* dalam keadaan semifleksi kemudian diekstensikan, *os patella* bergerak ke medial, menandakan adanya rotasi internal *os femur* terhadap *os tibia*. Hal ini disebut "screw home mechanism" *articulatio genus*, dengan begitu *articulatio genus* menjadi struktur yang kokoh secara mekanis. Sementara itu, pada saat kaki dalam keadaan tidak menyangga beban, gerakan yang terjadi saat mengekstensikan *articulatio genus*

adalah sebaliknya, yaitu rotasi eksternal *os tibia* terhadap *os femur*. Rotasi internal dan eksternal ini dapat terjadi sebesar $\pm 10^\circ$.^{5,16}

2.2.2.2 Rotasi internal dan eksternal

Meskipun *articulatio genus* diklasifikasikan sebagai sendi engsel, *condylus femoralis* memungkinkan adanya gerakan lain pada kondisi tertentu. Saat *articulatio genus* dalam posisi fleksi dan dalam keadaan tidak menyangga beban, dapat terjadi gerakan rotasi internal maupun eksternal dengan sudut sekitar 50° .⁵ Gerakan ini terjadi pada bidang *transversal* dengan aksis sumbu vertikal.¹⁴

2.2.3 Otot-otot yang berperan dalam pergerakan *articulatio genus*

Berikut adalah otot-otot yang berperan dalam berbagai pergerakan *articulatio genus*¹⁷:

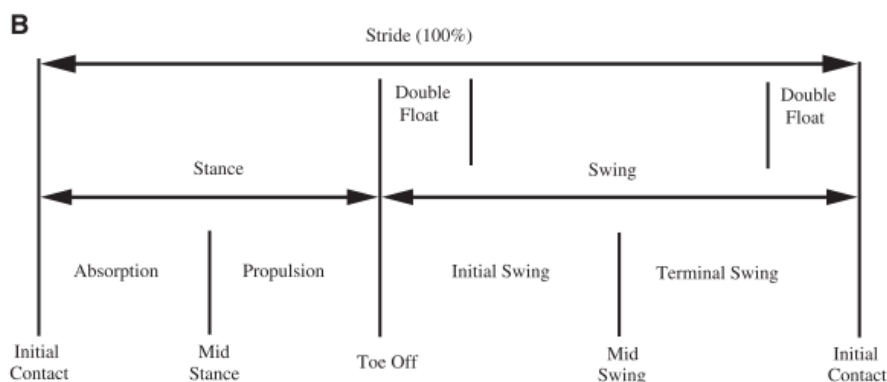
- Fleksi: *musculus biceps femoris*, *musculus semitendinosus*, *musculus semimembranosus*, *musculus gracilis*, *musculus sartorius*, dan *musculus popliteus*
- Ekstensi: *musculus quadriceps femoris* yang diteruskan melalui *ligamentum patella*
- Rotasi internal: *musculus sartorius*, *musculus gracilis*, dan *musculus semitendinosus*
- Rotasi eksternal: *musculus biceps femoris*

2.3 Biomekanika lari

Secara garis besar lari dibagi menjadi 2 fase, yaitu fase *swing* atau *flight* dan fase *support* atau *stance*. Fase *swing* dimulai dengan gerakan kaki *toe-off* (kaki terangkat dan tidak menyentuh tanah), melalui gerakan *forward swing*, hingga

sesaat sebelum kaki menyentuh tanah kembali (*foot strike*). Sedangkan fase *support* adalah selama kaki mengalami kontak dengan tanah, yaitu *foot strike*, melalui *midsupport*, hingga gerakan *toe-off*.⁶

Dalam berlari, fase *toe off* terjadi bahkan sebelum 50% dari rangkaian siklus selesai.¹⁸ Kedua kaki tidak pernah menyentuh tanah pada saat yang bersamaan, bahkan terdapat momen dimana kedua kaki tidak menyentuh tanah sama sekali yaitu pada awal dan akhir dari fase *swing* dalam rangkaian siklus berlari. Hal ini disebut dengan istilah *double float*.¹⁹



Gambar 3. Siklus lari.²⁰

Pada dasarnya, gerakan lari adalah sama dengan gerakan jalan, tetapi dengan kontraksi cepat serta kekuatan yang lebih besar dari otot-otot ekstremitas inferior.²¹ Terdapat perbedaan otot yang berperan dalam setiap fase siklus lari.

Muscles	Phases				
	Support		Swing		
	Footstrike	Midsupport	Toe-off	Forward Swing	Deceleration
Dorsiflexors	*	**	**	**	**
Intrinsic Foot Muscles			***		
Gluteus Maximus	**	**	***		*
Gluteus Medius	**	***	**	*	
Gluteus Minimus	**	***	**	*	
Hamstrings	***	**	***	*	**
Iliopsoas				***	
Plantar Flexors	**	*	**		
Quadriceps	**	***	***		*
Sartorius				**	*
Tensor Fascia Latae	**	**	*	***	
Thigh Adductors	**	**	*	**	*

* = low activity
 ** = moderate activity
 *** = high activity

Gambar 4. Otot-otot yang bekerja saat lari.⁶

2.4 Kecepatan lari

Kecepatan lari jarak pendek dapat didefinisikan sebagai hasil kontraksi yang kuat dan cepat dari otot-otot tertentu yang kemudian dikonversikan menjadi gerakan halus dan efisien yang sangat dibutuhkan seorang pelari untuk mendapatkan kecepatan maksimalnya. Kecepatan lari adalah hasil kali antara panjang langkah dan frekuensi (jumlah per detik) langkah.²²

$$V = \frac{S}{t}$$

Gambar 5. Rumus kecepatan.²¹

Keterangan:

V : kecepatan (m/s)

S : jarak yang ditempuh (m)

t : waktu yang dipakai (s)

Dengan mengacu pada rumus dasar kecepatan, dapat ditarik kesimpulan bahwa yang menjadi kunci untuk meningkatkan kecepatan berlari adalah seorang individu harus mencapai jarak yang lebih jauh dengan waktu yang lebih singkat.

2.4.1 Faktor yang mempengaruhi kecepatan lari

1) Jenis kelamin

Kecepatan lari wanita cenderung lebih rendah dibandingkan laki-laki. Belum ada penjelasan pasti atas hal ini, namun diperkirakan ini terjadi karena pada laki-laki terdapat rata-rata postur tubuh yang lebih tinggi dan massa otot yang lebih besar.

2) Karakteristik antropometrik

- **Tinggi badan**

Penurunan jarak lari secara progresif dimulai dari lari marathon hingga lari 400 meter, tinggi pelari meningkat secara bertahap, namun atlet untuk nomor lari di bawah 400 meter (200 dan 100 meter) cenderung memiliki rata-rata tinggi badan lebih rendah. Fakta bahwa tinggi badan pelari 100 meter lebih rendah dari pelari 400 dapat dijelaskan melalui beberapa teori. Tungkai yang lebih panjang mengurangi frekuensi langkah. *Start*, waktu reaksi, dan fase akselerasi sangat penting dalam melakukan sprint. Pelari yang bertubuh lebih kecil memiliki waktu reaksi yang lebih baik. Selain itu, tungkai yang lebih pendek memiliki momentum inersia yang

lebih kecil, sehingga kebutuhan energi untuk melakukan akselerasi juga lebih rendah.²³

- Massa tubuh dan distribusinya

Meski sulit didapatkan hubungan secara langsung antara massa tubuh dengan biomekanika lari, studi eksperimental menunjukkan peningkatan kebutuhan aerob pada seorang individu yang berlari lebih signifikan bila penambahan beban diletakkan pada bagian tubuh yang lebih distal. Kebutuhan aerob pada individu yang ditambahkan beban 1 kg pada tubuh meningkat 1%, sedangkan bila beban yang sama ditambahkan pada sepatu akan meningkatkan kebutuhan aerob sebesar 10%. Sebagai contoh, VO_2 meningkat 4.5% hingga 14% per kilogram beban pada kaki dan 7% bila beban pada paha.²⁴

Penelitian lain mendapatkan bahwa rata-rata massa tubuh seseorang meningkat sejalan dengan peningkatan kecepatan lari. Tubuh yang lebih berat berhubungan dengan adanya kebutuhan akan kekutan otot, gaya ketika mendarat dan meningkatkan energi elastis melalui siklus pemendekan otot.²³

- Panjang tungkai

Panjang tungkai berpengaruh terhadap sudut inersia dan kebutuhan metabolik saat berlari. Pelari sprint cenderung dikategorikan memiliki tungkai yang pendek, sedangkan pelari jarak sedang dan jauh memiliki tungkai yang panjang.²⁴

- Lainnya

Beberapa karakteristik antropometrik lain juga telah diteliti. Seperti panjang kaki, lebar pelvis, dan lebar bahu yang berpengaruh negatif terhadap efektivitas biomekanika lari (semakin panjang atau lebar akan mengurangi efektivitas).

3) Pola *gait*

- Panjang langkah dan frekuensi langkah

Hasil dari beberapa studi, hubungan panjang langkah dengan efektivitas biomekanika menghasilkan grafik bentuk kurva. Diasumsikan panjang langkah yang terlalu besar akan menambah kebutuhan tenaga untuk melakukan dorongan dan meningkatkan osilasi vertikal serta menimbulkan tahanan berhenti yang lebih besar, yang pada akhirnya mengurangi efektivitas. Di sisi lainnya, panjang langkah yang terlalu kecil meningkatkan kerja otot melalui peningkatan gerakan, sehingga pada akhirnya juga mengurangi efektivitas. Selain panjang langkah dan frekuensi langkah juga sangat dipengaruhi oleh massa tubuh dan tinggi badan. Pada studi sebelumnya didapatkan pengaruh panjang langkah lebih besar

dibandingkan dengan frekuensi langkah pada pelari laki-laki, namun justru sebaliknya yang terjadi pada pelari wanita.²⁵

- Osilasi vertikal

Osilasi atau guncangan vertikal yang lebih sedikit mengakibatkan frekuensi langkah yang lebih tinggi. Disaat yang bersamaan, hal ini juga menambah kebutuhan oksigen.

4) Kinematik

- Kinematik tubuh bagian bawah

Fleksi paha maksimal berkorelasi negatif dengan rata-rata kecepatan melangkah. Sudut paha pada saat *toe-off* dan ekstensi maksimal paha berkorelasi positif dengan rata-rata kecepatan melangkah. Sudut *articulatio genus* pada saat *toe-off* berkorelasi positif dengan rata-rata kecepatan melangkah.²⁶

- Kinematik tubuh bagian atas

Adanya korelasi negatif dengan nilai sedang antara lebar bahu:pelvis dengan efektivitas biomekanika lari, dimana pergerakan lengan yang lebih sedikit mengurangi pergerakan tubuh bagian atas sehingga meningkatkan efektivitas biomekanika lari.

7) Latihan

Kecepatan lari meningkat dengan adanya beberapa latihan seperti latihan lari dan latihan kekuatan dengan resistensi berat ataupun kombinasi antara keduanya. Latihan tersebut dapat meningkatkan kekuatan otot, khususnya otot tungkai.²⁷

8) Stabilitas

Ketika stabilitas terganggu, cenderung terjadi disfungsi pola gerak yang menimbulkan reaksi spontan oleh tubuh untuk memperbaikinya. Akibatnya, performa lari akan menurun.²⁵

9) *Flat foot*

Didapatkan mekanisme *gait* yang kurang baik pada individu dengan *flat foot* (nilai arcus plantaris rendah). Selain itu, adanya *flat foot* akan menggeser titik beban tubuh ke medial sehingga menyebabkan pembebanan pada ligamen dan tendo yang abnormal. Hal ini dapat mempengaruhi mekanisme gerak pada sendi yang normal.²⁸

10) Rigiditas dan fleksibilitas otot-otot ekstremitas inferior

Pada pelari didapatkan otot-otot tungkai yang lebih rigid. Hal ini diperkirakan karena adanya bentuk respon adaptasi otot tersebut terhadap kontraksi berulang.²⁹

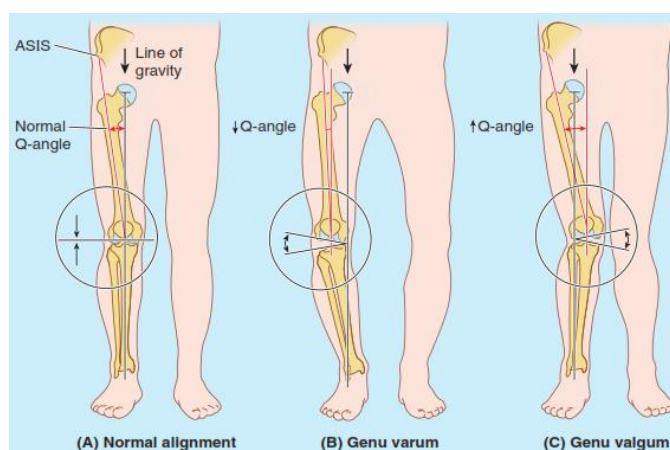
11) *Range of motion* (ROM)

Besarnya ROM berpengaruh pada keleluasaan gerak suatu sendi. ROM yang terbatas pada *articulatio genus* dapat menghambat gerakan ekstensi maupun fleksi pada saat berlari.

2.5 *Q-angle*

Sudut quadriceps, atau biasa disebut *Q-angle* adalah sudut yang terbentuk antara vektor yang menggambarkan arah kontraksi *musculus quadriceps femoris* dan *ligamentum patellae*.³⁰ Besar *Q-angle* fisiologis adalah $13,5 \pm 4,5^\circ$, dimana nilainya untuk wanita lebih besar $4,6^\circ$ daripada nilainya untuk pria.³¹ Hal ini

disebabkan oleh struktur pelvis yang lebih lebar pada wanita, *os femur* yang lebih pendek, dan rotasi internal *os femur* yang lebih besar.³² Besar *Q-angle* patologis dibagi menjadi dua, disebut genu varum bila besar *Q-angle* nilainya lebih dari normal dan disebut genu valgum bila sebaliknya.³³



Gambar 6. Macam-macam bentuk *Q-angle*.⁷

2.5.1 Faktor yang mempengaruhi besar *Q-angle*

1) Usia

Dari penelitian sebelumnya pada individu usia 9-19 tahun didapatkan bahwa semakin tua usia seseorang, maka nilai *Q-angle* akan semakin kecil. Hal ini dipengaruhi oleh pertumbuhan, tonus otot karena perbedaan aktivitas, dan kebiasaan hidup sehari-hari.³⁴

2) BMI

Individu dengan BMI lebih dari normal akan mempengaruhi pusatgravitasi tubuh menjadi lebih anterior, sehingga terjadi peningkatan *anterior pelvic tilt* dan penurunan anteversi *articulatio coxae*. Tubuh

akan melakukan kompensasi dengan meningkatkan rotasi eksterna *os tibia*. Hal ini akan menyebabkan peningkatan besar *Q-angle*.³⁵

3) Jenis kelamin

Wanita memiliki nilai *Q-angle* yang lebih besar dibandingkan dengan pria dikarenakan struktur pelvis yang lebih lebar.³² Pada penelitian lain mendapatkan bahwa struktur pelvis yang lebih lebar tidak menjamin adanya pergeseran letak mediolateral SIAS. Diketahui setiap pergeseran letak mediolateral SIAS sejauh 2 cm akan mengubah nilai *Q-angle* sebesar 2°. Perbedaan besar *Q-angle* yang signifikan antar jenis kelamin lebih mungkin dipengaruhi oleh tinggi laki-laki yang cenderung lebih tinggi dibandingkan dengan wanita.³⁶

4) Aktivitas

Telah dibuktikan bahwa aktivitas dapat mempengaruhi besar *Q-angle*, dimana individu berprofesi sebagai pemain sepak bola memiliki *Q-angle* lebih kecil dibandingkan dengan individu dengan aktivitas minimal.³⁴ Karena *Q-angle* sangat dipengaruhi oleh vektor *musculus quadriceps femoris*, maka semakin kuat *musculus quadriceps femoris* akan semakin kecil nilai *Q-angle*.³²

5) Kontraktur otot

Kontraktur atau pemendekan permanen otot mengurangi kelenturan dan keregangan dari otot tersebut. Adanya kontraktur salah satu atau keseluruhan *musculus quadriceps femoris* akan mempengaruhi vektor pada *os patella* dan mempengaruhi *ligamentum patella*. Hal ini akan

mempengaruhi kedudukan *os patella* itu sendiri sebagai salah satu titik yang menentukan besar *Q-angle*.³⁷

6) Ligamen dan kapsula

Ligamen intrakapsularia dan ekstrakapsularia pada *articulatio genus* dapat mempengaruhi kedudukan *os tibia* terhadap *os femur* maupun sebaliknya. *Retinaculum lateralis* adalah salah satu struktur penyusun kapsula *articulatio genus*, yang bila terlalu kencang akan menarik *os patella* ke arah lateral. Dengan berpindahnya kedudukan *os patella*, besar *Q-angle* akan terpengaruh.³⁸

7) Trauma

Trauma pada struktur yang menjadi titik panduan pengukuran *Q-angle* maupun struktur lain yang dapat mempengaruhi struktur tersebut dapat mengakibatkan perubahan besar *Q-angle*.³⁸

8) Tinggi badan

Dari penelitian sebelumnya didapatkan bahwa tinggi badan dan besar *Q-angle* memiliki korelasi negatif bernilai sedang. Hal ini diperkirakan dengan bertambahnya tinggi badan menggambarkan bertambahnya panjang *os femur* sehingga memperkecil sudut *Q-angle*.³²

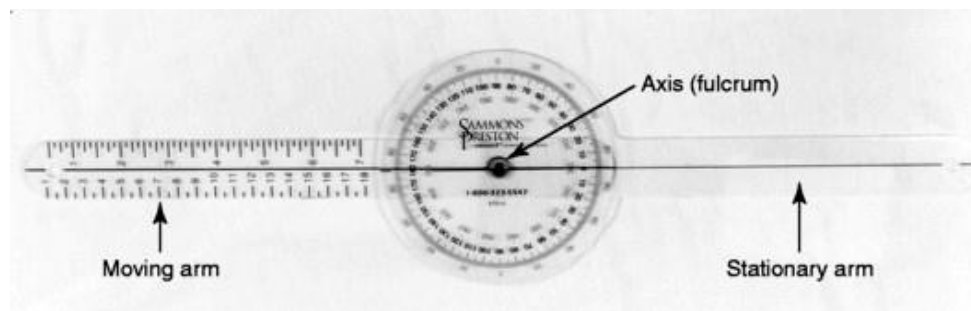
Besar *Q-angle* juga dipengaruhi oleh struktur yang berada di proksimal *articulatio genus*, salah satunya adalah *articulatio coxae*. Sebagai contoh, kemiringan anterior pelvis yang berlebih menyebabkan peningkatan anteversi *os femur*. Dengan begitu, terjadi penarikan *os patella* ke arah lateral dan meningkatkan besar *Q-angle*.³⁹

2.5.2 Pengukuran *Q-angle*

Secara klinis, *Q-angle* diukur dengan membuat garis khayal dari *spina iliaca anterior superior* (SIAS) ke titik tengah *os patella* dan dari titik tengah *os patella* ke titik tengah *tuberositas tibiae*.³⁰ Pengukuran *Q-angle* dianggap paling baik pada posisi supinasi dengan ekstensi *articulatio genus* dan *musculus quadriceps femoris* dalam keadaan rileks. Pengukuran yang dilakukan pada posisi berdiri, dimana *musculus quadriceps femoris* dalam keadaan kontraksi, dapat meningkatkan besar *Q-angle*. Sedangkan, pengukuran pada posisi fleksi *articulatio genus* dapat menguranginya.⁴⁰

Pengukuran *Q-angle* dapat menggunakan alat yang sederhana hingga alat yang canggih sekalipun. Alat yang digunakan untuk mengukur besar *Q-angle* secara konvensional adalah goniometer universal, foto *x-ray* atau CT scan. Meski begitu, dari penelitian sebelumnya mengenai perbandingan antara pengukuran *Q-angle* menggunakan goniometer dan foto *x-ray*, didapatkan bahwa efektivitas dan akurasi pengukuran menggunakan goniometer dapat dianggap sama dengan pengukuran menggunakan foto *x-ray*.⁴⁰

Untuk melakukan pengukuran, goniometer diletakkan tepat pada titik tengah *os patellae* dengan *moving arm* (*proximal arm*) menempel pada *aspectus anterior regio cruris* sejajar dengan garis khayal antara titik tengah *os patella* dan dari titik tengah *os patella* ke titik tengah *tuberositas tibiae* dan *stationary arm* (*distal arm*) menempel pada *aspectus anterior regio femoris* sejajar dengan garis khayal antara SIAS ke titik tengah *os patella*.



Gambar 7. Goniometer universal.⁴¹

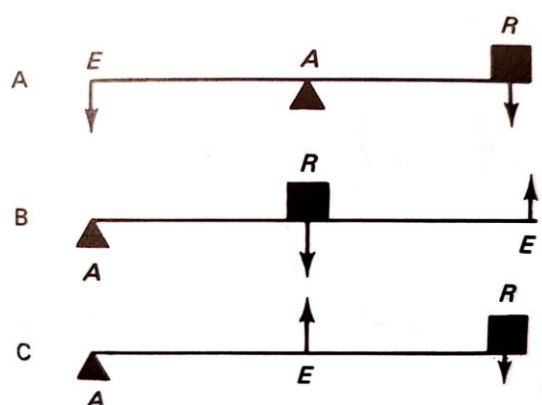
Adanya korelasi positif yang nilainya besar untuk sudut *articulatio* genus dan *articulatio coxae* pada saat *toe-off* dengan kecepatan lari menunjukkan bahwa ekstensi yang optimal pada sendi-sendi tersebut sangat penting pada fase akselerasi.²⁶ Besar *Q-angle* berkorelasi negatif dengan durasi untuk mencapai rotasi internal maksimal *articulatio genus* pada fase *swing*.¹¹ Maka, dapat diasumsikan bahwa besar *Q-angle* berkorelasi negatif dengan durasi mencapai ekstensi optimal *articulatio genus*.

2.6 Sistem pengungkit

Pengungkit dapat didefinisikan sebagai pesawat sederhana yang kerjanya memanfaatkan prinsip momentum. Sistem pengungkit tersusun atas batang kaku dengan titik tumpu, titik beban, dan titik gaya.⁵

Berdasarkan tiga titik yang menyusunnya, pengungkit dibagi menjadi tiga klasifikasi, yaitu⁵:

- 1) Tipe I, dengan titik tumpu berada di antara titik beban dan titik gaya,
- 2) Tipe II, dengan titik beban berada di antara titik tumpu dan titik gaya,
dan
- 3) Tipe III, dengan titik gaya berada di antara titik tumpu dan titik beban.



Gambar 8. Tipe pengungkit.⁵ A menggambarkan pengungkit tipe I, B menggambarkan pengungkit tipe II, dan C menggambarkan pengungkit tipe III.

Keterangan:

E : *effort* (usaha)

A : *fulcrum* (titik tumpu)

R : *load* (beban)

Bila mengacu pada prinsip dasar, dapat dikatakan bahwa hampir semua tulang pada kerangka manusia adalah sebuah pengungkit, dengan tulang sebagai batang kaku, sendi sebagai titik tumpu, dan otot sebagai gaya yang bekerja.⁵

2.6.1 Sistem pengungkit pada *articulatio genus*

Articulatio genus terdiri dari sistem pengungkit tipe III. Pada fungsi ekstensi *articulatio genus* penerapan sistem pengungkit tipe ini menggambarkan usaha dan beban berada pada sisi yang sama, dimana usaha dilakukan oleh *musculus quadriceps femoris* dengan titik usaha pada titik insertinya, bebannya adalah berat tungkai bawah dan kaki, dan *condylus femoris* sebagai titik tumpu.⁴²

Sedangkan pada fungsi fleksi *articulatio genus* beban dan usaha terdapat pada sisi yang sama terhadap titik tumpu, dengan arah gaya dan beban berlawanan. Usaha pada pengungkit ini dilakukan oleh *musculus hamstring* dengan titik usaha pada titik titik insertionya, berat tungkai bawah dan kaki sebagai bebannya, dan *condylus femoris* sebagai titik tumpu.⁴²

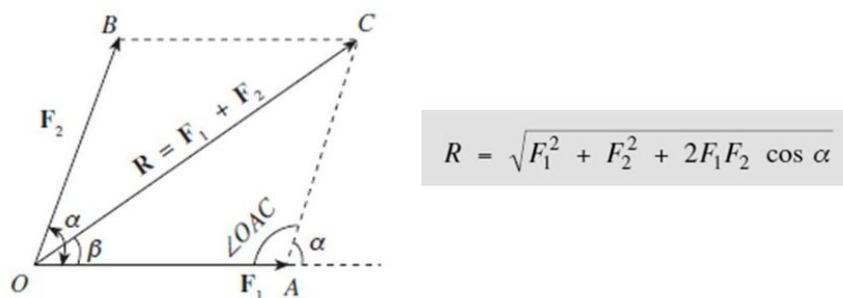
2.7 Vektor

Vektor adalah besaran yang dinyatakan dengan nilai, satuan dan arahnya. Besaran vektor digambarkan dengan garis lurus beranak panah, dimana panjang garis menyatakan besar vektor dan anak panah menyatakan arah vektor.⁴³ Untuk memudahkan operasi besaran vektor, setiap vektor dapat diuraikan menjadi komponen-komponen ke arah sumbu-sumbu koordinat.

Penghitungan vektor dapat dilakukan dengan beberapa metode:

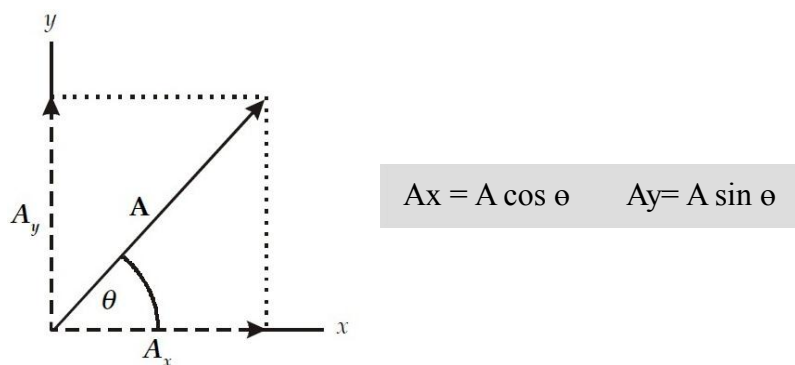
- 1) Metode jajaran genjang
- 2) Metode segitiga
- 3) Metode poligon
- 4) Metode uraian

Untuk mengetahui resultan 2 buah vektor yang diketahui sudutnya, dapat digunakan metode jajaran genjang.



Gambar 9. Rumus vektor metode jajar genjang.⁴³

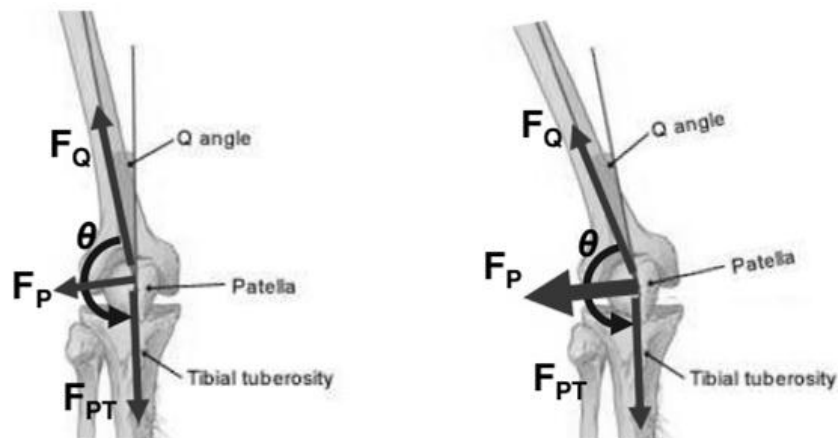
Agar vektor *Q-angle* pada bidang *frontal* dapat digunakan pada penerapan vektor di bidang *sagittal*, terlebih dahulu harus dicari komponen vektor *musculus quadriceps femoris* pada sumbu Y. Hal ini dapat dilakukan dengan menggunakan metode uraian.



Gambar 10. Rumus vektor metode uraian.⁴³

2.7.1 Penerapan vektor pada *articulatio genus*

Rumus vektor metode jajar genjang dapat diterapkan pada *articulatio genus* pada penampang *frontal* dan *sagittal*.



Gambar 11. Vektor *articulatio genus* penampang *frontal*.⁴⁴

Keterangan:

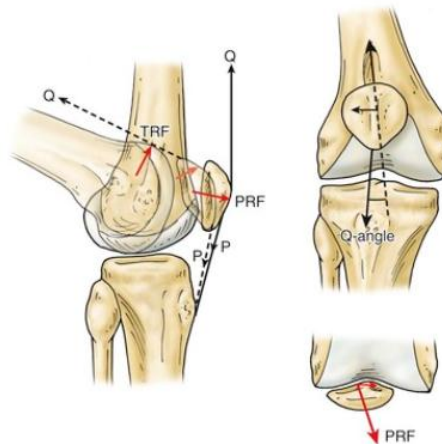
F_Q : vektor *musculus quadriceps femoris* (dianggap sama dengan F_2 pada **Gambar 8.**)

F_{PT} : vektor *ligamentum patella* (dianggap sama dengan F_1 pada **Gambar 9.**)

F_P : resultan F_Q dan F_P

θ : sudut antara F_Q dan F_P (dianggap sama dengan α pada **Gambar 9.**)

Sudut θ berdasarkan **Gambar 9.** dan **Gambar 11.** didapatkan dengan cara mengurangi besar sudut 180° dengan besar *Q-angle*. Dapat diartikan bahwa besar *Q-angle* berbanding terbalik dengan besar sudut α . Dengan mengumpamakan besar vektor Q dan P adalah tetap, maka semakin besar nilai *Q-angle* akan menghasilkan resultan yang semakin besar.



Gambar 12. Vektor *articulatio genus* penampang sagittal, frontal, dan transversal.⁴³

Semakin besar nilai *Q-angle*, maka komponen vektor *musculus quadriceps femoris* terhadap sumbu Y (vertikal) akan semakin kecil. Dengan vektor sumbu Y semakin kecil, diperkirakan kekuatan *musculus quadriceps femoris* untuk melakukan ekstensi *articulatio genus* saat *footstrike* pada fase *swing* akan berkurang. Hal ini kemudian akan mempengaruhi panjang dan frekuensi langkah.

2.8 Torsi

Momen gaya atau yang biasa disebut dengan torsi adalah besar gaya pada poros. Torsi dapat dihitung dengan rumus dasar sebagai berikut:

$$T = r F \sin \theta$$

Keterangan:

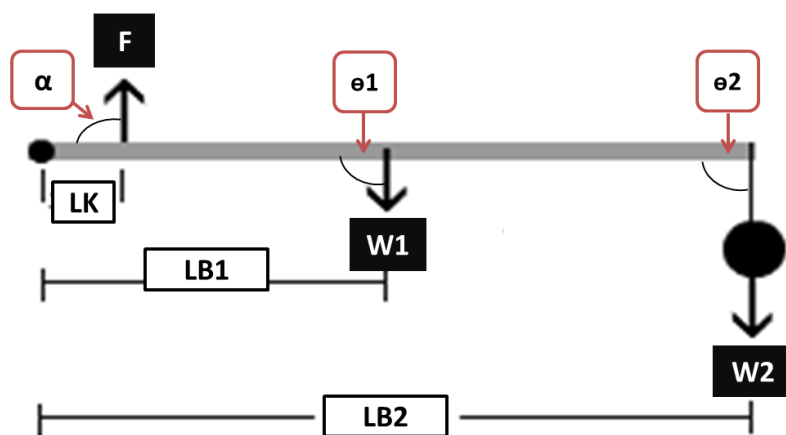
T : momen gaya (torsi) (Nm)

F : gaya (N)

r : lengan gaya (m)

θ : sudut apit antara F dan r

Untuk menghitung besarnya gaya yang bekerja pada *articulatio genus* pada saat ekstensi *cruris*, digunakan rumus torsi pada sistem pengungkit tipe 3.



Gambar 13. Torsi pada *articulatio genus*.

Keterangan:

F : gaya *musculus quadriceps femoris* (N)

$W1$: berat *cruris* (N)

$W2$: berat *pedis* (N)

LK : lengan kuasa (dari *condylus femoris* sampai insertio *ligamentum patellae* pada *tuberositas tibiae*) (m)

$LB1$: lengan beban *cruris* (dari *condylus femoris* sampai titik tengah keseimbangan berat *cruris*) (m)

LB2 : lengan beban *pedis* (dari *condylus femoris* sampai titik *articulation talocruralis*) (m)

α : sudut apit antara *ligamentum patellae* dengan *os tibia*

θ_1 : sudut berat *cruris* (90°)

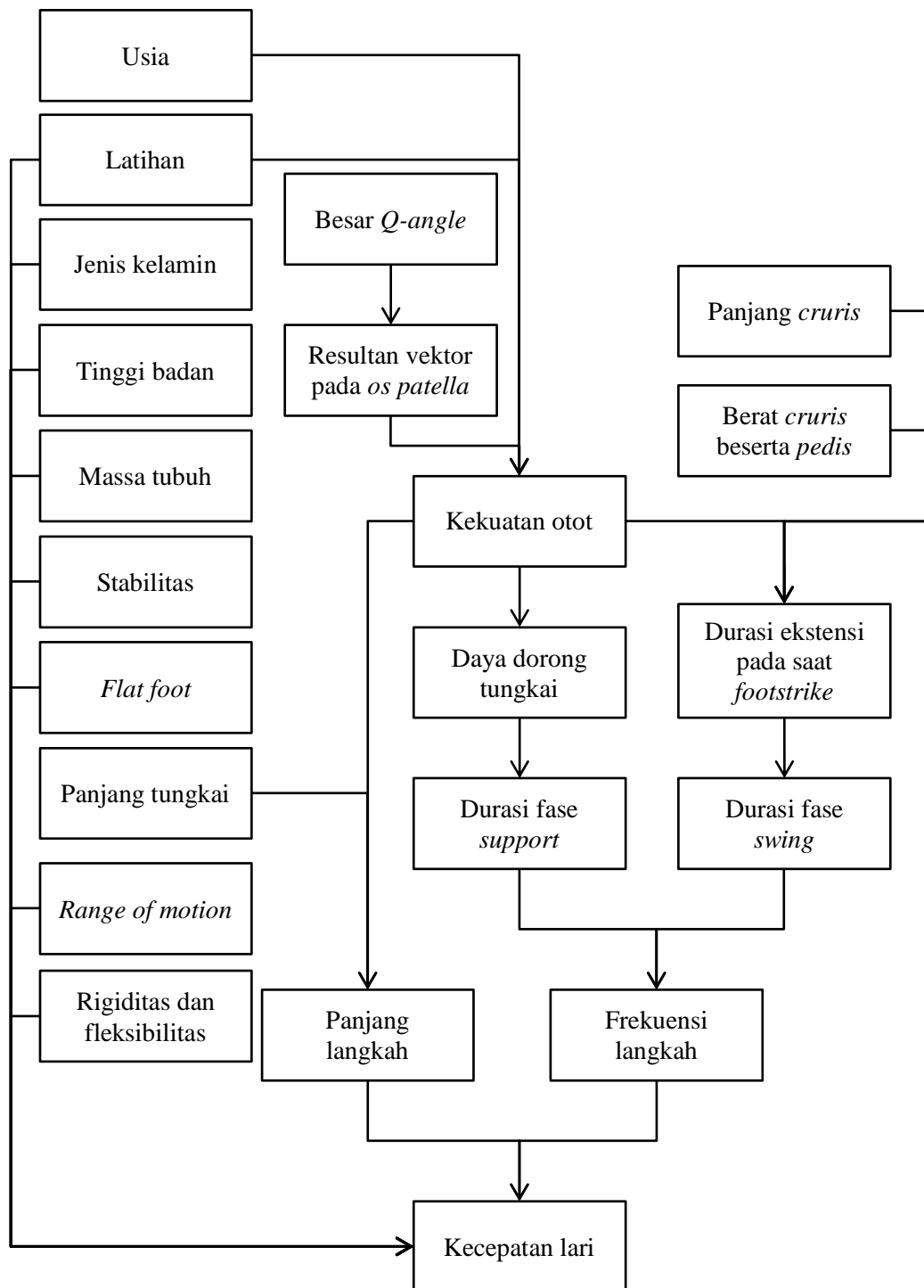
θ_2 : sudut berat *pedis* (90°)

Agar beban *cruris* beserta *pedis* dapat disangga dengan baik (melakukan ekstensi *cruris*), dibutuhkan ekuilibrium antara gaya dengan beban yang bekerja. Dengan melihat **Gambar 13.**, didapatkan rumus akhir ekuilibrium torsi pada *articulatio genus* sebagai berikut:

$$F.LK.\alpha = W1.LB1 + W2.LB2$$

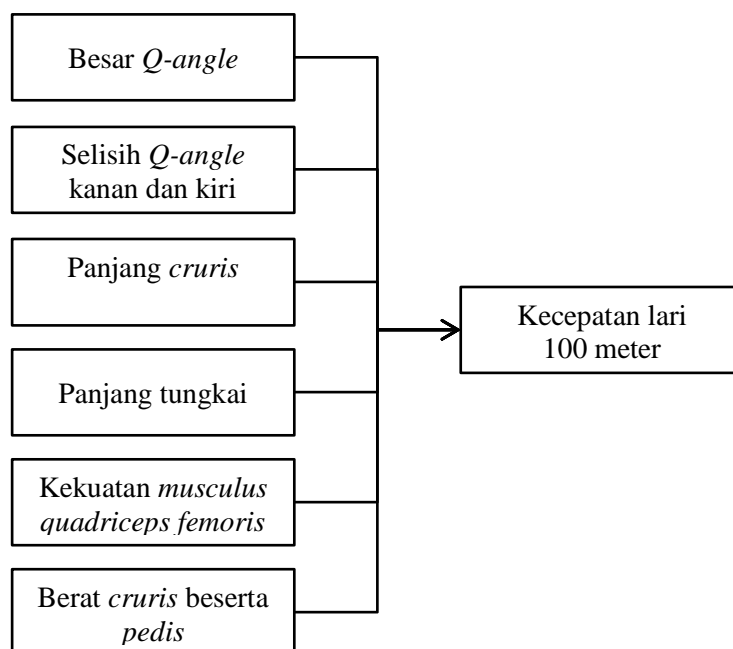
Dengan melihat rumus tersebut, dapat disimpulkan beberapa hal. Bila total beban dianggap tetap, semakin besar gaya oleh *musculus quadriceps femoris* akan mempercepat proses ekstensi *cruris*. Bila gaya oleh *musculus quadriceps femoris* dianggap tetap, panjang lengan beban dan berat beban akan mempengaruhi. Lengan beban yang lebih panjang akan memperlambat proses ekstensi *cruris* dan begitu pula sebaliknya, demikian pula bila berat beban lebih besar akan memperlambat memperlambat proses ekstensi *cruris* dan begitu pula sebaliknya.

2.9 Kerangka teori



Gambar 14. Kerangka teori

2.10 Kerangka konsep



Gambar 15. Kerangka konsep

2.11 Hipotesis

2.11.1 Hipotesis major

Terdapat hubungan faktor-faktor kinesiologi dengan kecepatan lari 100 meter mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro.

2.11.2 Hipotesis minor

- 1) Besar *Q-angle* berhubungan negatif dengan kecepatan lari 100 meter mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro.
- 2) Selisih besar *Q-angle* kanan-kiri berhubungan negatif dengan kecepatan lari 100 meter mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro.
- 3) Panjang *cruris* berhubungan negatif dengan kecepatan lari 100 meter mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro.

- 4) Panjang tungkai berhubungan positif dengan kecepatan lari 100 meter mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro.
- 5) Kekuatan *musculus quadriceps femoris* berhubungan positif dengan kecepatan lari 100 meter mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro.
- 6) Berat *cruris* beserta *pedis* berhubungan negatif dengan kecepatan lari 100 meter mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro.